

明細書

発明の名称

医療装置誘導システム

This application claims benefit of Japanese Application Nos. 2003-27476 filed on February 4, 2003 and 2004-17606 filed on January 26, 2004, the contents of which are incorporated by this reference.

発明の背景

発明の分野

本発明は体腔内に挿入される医療装置本体を磁気等の手段により回転しながら推進させて誘導する医療装置誘導システムに関する。

関連技術の説明

被検体内を磁氣的に誘導する第1の先行例として日本国特許第3017770号公報に開示された医療装置がある。

この先行例では、被検体内に挿入される挿入部の少なくとも一部に磁氣的に誘導される被誘導部を設け、被検体外に設けられた磁力発生手段から前記被誘導1方向についてはつり合い、且つ、つり合いが制御されない方向に前記磁力発生手段を移動させる移動手段を設けたものである。

ここでは、通常型の内視鏡挿入部やカプセル型の内視鏡を磁氣的に誘導する方法が開示されている。また、交流磁界により内視鏡挿入部を振動させたり、カプセル型の内視鏡を回転させながら誘導する方法が開示されている。

また、第2の先行例としての日本国特開2001-179700公報には、回転磁界を発生する磁界発生部と、この回転磁界を受けて回転して推力を得るロボット本体と、回転磁界面が三次元空間内で所定方向に変更可能になっているものが開示されている。

この公報では推力発生部としては、流体中の推進に適したらせん、スクリュー等のメカ的手段をロボット本体に設けたものと、進行方向に固体やゲル状体が存在しても移動可能なようにロボット本体の先端・後端にドリル部を設けたものが開示されている。

発明の概要

本発明は、体腔内に挿入される医療装置本体と、前記医療装置本体に設けられた推力発生機構を有する医療装置と、

前記推力発生機構の状態を記憶する記憶部、前記医療装置本体の向きを検出する方向検出部の少なくともいずれか一方で構成される情報提供部と、

前記推力発生機構の推力発生方向を指示する入力部と、

前記情報提供部の情報を基に前記推力発生機構の推力発生状態を変化させる制御部と、を有する。

図面の簡単な説明

図 1 から図 13 は本発明の第 1 実施例に係り、図 1 は第 1 実施例のカプセル型医療装置誘導システムの各部の内部構成を示すブロック図であり、

図 2 はカプセル型医療装置誘導システムの全体構成図であり、

図 3 A 及び図 3 B はカプセル本体の側面図及び正面図であり、

図 4 A は操作入力部の構成を示す斜視図であり、

図 4 B は変形例の操作入力部の構成を示す側面図であり、

図 4 C は図 4 A におけるスティックの代わりのフットスイッチを示す図であり、

図 5 A は回転磁界の回転面の法線ベクトルの方向を示す座標系を示し、

図 5 B はジョイスティックを傾動操作した場合のカプセル本体の推進方向を示す図であり、

図 5 C はスティックを前側及び後側に傾動した場合の回転方向の向きを示す図であり、

図 6 A は図 4 B における機能ボタンを除いた変形例の構成を示す図であり、

図 6 B はジョイスティックを傾動操作した場合のカプセル本体の推進方向を示す図であり、

図 6 C はカプセル本体の推進方向とカプセル本体を 3 次元座標系で表した説明図であり、

図 7 A 及び図 7 B は回転磁界の印加時及び停止時におけるその磁界成分の時間的変化をそれぞれ示す図であり、

図 8 は回転磁界を印加する時の回転磁界の変化の様子の説明図であり、

図 9 はカプセル本体が回転した場合に画像表示の上方向を特定方向に設定して表示するための処理の一部を示すフローチャートであり、

図 10 は図 9 における残りの処理内容を示すフローチャートであり、
図 11 は図 9 及び図 10 の作用の説明図であり、
図 12 は G U I を使用した操作方法の説明図であり、
図 13 は制御装置が行う操作を時間経過を追って説明するフローチャートである。
図 14 から図 18 は本発明の第 2 実施例に係り、図 14 は第 2 実施例のカプセル型医療装置誘導システムの各部の内部構成を示すブロック図であり、
図 15 はカプセル本体の側面図であり、
図 16 は表示装置による表示例を示す図であり、
図 17 は作用の説明図であり、
図 18 A 及び図 18 B は変形例のカプセル型医療装置の構成を示す側面図及び正面図である。

好適な実施の形態の詳細な説明

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

(第 1 実施例)

図 1 ないし図 13 を参照して本発明の第 1 実施例を説明する。

図 1 及び図 2 に示すように、本発明の第 1 実施例のカプセル型医療装置誘導システム 1 は、図示しない患者の体腔内に挿入され、体腔内を撮像するカプセル型内視鏡として機能するカプセル型医療装置本体 3（以下、カプセル本体と略記）と、患者の周囲、つまり体外に配置され、カプセル本体 3 に回転磁界を印加する回転磁界発生装置 4 と、この回転磁界発生装置 4 に回転磁界を発生させる駆動電流の供給制御を行う磁界制御装置（或いは電源制御装置） 5 と、患者の体外に配置され、カプセル本体 3 と無線通信を行う処理を行うと共に、磁界制御装置 5 を制御して、カプセル本体 3 に印加される回転磁界の方向や大きさ等を制御する処理を行う処理装置 6 と、この処理装置 6 に接続され、カプセル本体 3 により撮像した画像等を表示する表示装置 7 と、処理装置 6 に接続され、術者などの操作者が操作することにより、操作に対応した指示信号を指示入力する操作入力部 8 としての、例えば磁界方向の指示信号を発生する方向入力装置 8 a、操作に対応した回転周波数の回転磁界の指示信号を発生する速度入力装置 8 b、操作に対応して偏芯した回転磁界の発生など、設定された機能に対応した指示信号を発生する機能ボタン 8 c とを有する。

図 3 A に示すように、カプセル本体 3 はカプセル形状の外装容器 11 の外周面に回転に

より推力発生する推力発生構造部となる螺旋状突起（或いはスクリュウ部）12が設けられている。また、この外装容器11で密閉された内部には対物光学系13及びその結像位置に配置された撮像素子14と、撮像を行うために照明する照明素子15（図1参照）等の他に、マグネット16が収納されている。

図3Aに示すように対物光学系13は、円筒状のカプセル本体3の中心軸C上にその光軸が一致するようにして、例えば外装容器11における半球状に透明にされた先端カバー11aの内側に配置されており、先端カバー11aの中央部分が図3Bに示すように観察窓17となる。なお、図3A及び図3Bでは示していないが、照明素子15は対物光学系13の周囲に配置されている。

従って、この場合には、対物光学系13視野方向は対物光学系13の光軸方向、つまりカプセル本体3の円筒状の中心軸Cに沿った方向となる。

また、カプセル本体3内の長手方向の中央付近に配置されたマグネット16は、図3Aに示すように中心軸Cと直交する方向にN極及びS極が配置されている。この場合、マグネット16の中心は、このカプセル本体3の重心位置に一致するように配置され、外部から磁界を印加した場合にマグネット16に作用する磁気的な力の中心がカプセル本体3の重心位置となり、磁気的にカプセル本体3を円滑に推進させやすい構成にしている。

また図3Bに示すように、撮像素子14の特定の配置方向に一致するように配置されている。

つまり、撮像素子14により撮像された画像が表示される場合の上方向が、マグネット16のS極からN極に向かう方向に設定されている。

そして、回転磁界発生装置4により回転磁界をカプセル本体3に印加することにより、マグネット16を磁気的に回転させ、このマグネット16を内部に固定したカプセル本体3をマグネット16と共に回転させ、その際カプセル本体3の外周面に設けた螺旋状突起12は体腔内壁に接触して回転され、カプセル本体3を推進させることができるようにしている。

また、このように、外部磁界によりマグネット16を内蔵したカプセル本体3を制御するようにした場合には、外部磁界の方向からカプセル本体3により撮像された画像の上方向がどの方向であるかを知ることができるようにしている。

カプセル本体3内には、上述した対物光学系13、撮像素子14、マグネット16の他に図1に示すように、撮像素子14で撮像された信号に対する信号処理を行う信号処理回

路 20 と、信号処理回路 20 により生成されたデジタル映像信号を一時記憶するメモリ 21 と、メモリ 21 から読み出した映像信号を高周波信号で変調して無線送信する信号に変換したり、処理装置 6 から送信される制御信号を復調等する無線回路 22 と、信号処理回路 20 等カプセル本体 3 を制御するカプセル制御回路 23 と、信号処理回路 20 等カプセル本体 3 内部の電気系に動作用の電源を供給する電池 24 とが収納されている。

また、このカプセル本体 3 と無線通信を行う処理装置 6 は、前記無線回路 23 と無線通信を行う無線回路 25 と、無線回路 25 と接続され、カプセル本体 3 から送られた画像データに対する画像表示等のデータ処理等を行うデータ処理回路 26 と、データ処理回路 26 や電源制御装置 5 等を制御する制御回路 27 と、前記電源制御装置 5 を介して回転磁界発生装置 4 により発生される回転磁界の状態、より具体的には回転磁界の法線ベクトルの向き（回転磁界の向きと略記）及びその回転磁界を形成する磁界の向きの情報を記憶する記憶回路 28 と、機能ボタン 8c 等による機能設定等を行う設定回路 29 とを有する。データ処理回路 26 には表示装置 7 が接続され、撮像素子 14 で撮像され、無線回路 22、25 を経てデータ処理回路 26 により処理された画像等が表示される。また、表示装置 7 は、制御回路 27 とともに接続されており、現在の回転磁界の状態や、機能設定の状態も表示することができる。

制御回路 27 には、操作入力装置 8 を構成する方向入力装置 8a、速度入力装置 8b、機能ボタン 8c から操作に対応した指示信号が入力され、制御回路 27 は指示信号に対応した制御動作を行う。

また、制御回路 27 は記憶回路 28 と接続され、記憶回路 28 に磁界制御装置 5 を介して回転磁界発生装置 4 により発生する回転磁界の向き及び磁界の向きの情報を常時記憶するようにしている。

そして、その後、回転磁界の向きや磁界の向きを変化させる操作が行われた場合にも、制御回路 27 は、記憶回路 28 に記憶された情報を参照して、回転磁界の向きや磁界の向きを連続的に変化させ、回転磁界の向きや磁界の向きを円滑に変化させることができるようにしている。このように記憶回路 28 は、制御回路 27 による回転磁界を、指示信号に対応した状態に変化させる制御動作を行う場合の情報提供手段を形成している。なお、記憶回路 28 を、制御回路 27 内部に設けるようにしても良い。

また、制御回路 27 と接続された磁界制御装置 5 は、交流電流を発生すると共に、その周波数や位相を制御する 3 個の交流電流発生&制御回路からなる交流電流発生&制御部 3

1 と、各交流電流をそれぞれ増幅する 3 個のドライバからなるドライバ部 3 2 とを有し、3 個のドライバの出力電流は回転磁界発生装置 4 を構成する 3 個の電磁石 3 3 a、3 3 b、3 3 c にそれぞれ供給される。

3 個の電磁石 3 3 a、3 3 b、3 3 c は、それぞれが 1 組の対向する空芯コイルで構成されており、それぞれの電磁石は略直交するように配置されている。対向コイルの間の空間は、均一な磁界が発生できるので、この構成により任意の方向に磁界を発生することができる。また、好ましくは対向コイルそれぞれがヘルムホルツコイルを形成していることである。

この場合、電磁石 3 3 a、3 3 b、3 3 c は図 2 に示すように直交する 3 軸方向の磁界を発生するように配置されている。好ましくは電磁石 3 3 a、3 3 b、3 3 c は、それぞれが 1 組の対向する空芯コイルで構成されており、それぞれの電磁石は略直交するように配置されている。対向コイルの間の空間は、均一な磁界が発生できるのでこの構成により任意の方向に磁界を発生することができる。また、さらに好ましくは対向コイルそれぞれがヘルムホルツコイルを形成していることである。

そして、図 4 A に示す操作入力装置 8 を構成する方向入力装置 8 a を操作することにより、磁界方向の指示信号を発生したり、速度入力装置 8 b を操作することにより操作に対応した回転周波数の回転磁界の指示信号を発生したり、機能ボタン 8 c を操作することにより偏芯した回転磁界を発生（図 9 参照）したりすることができるようにしている。

具体的には、操作入力装置 8 は操作箱の上面から上方に突出するジョイスティック S a で形成された方向入力装置 8 a と、スティック S b により形成された速度入力装置 8 b と、例えば 2 つのボタン T a、T b で形成された機能ボタン 8 c とから構成される。

そして、図 5 A に示すように直交する座標系を設定して、回転磁界の回転面の法線ベクトル N の方向を表した場合、この法線ベクトル N の方向がカプセル本体 3 の推進方向となり、この方向をジョイスティック S a の傾動操作で設定できるようにしている。

この場合、図 5 B に示すように、ジョイスティック S a を前側、後側、左側、右側に向けて傾動することにより、下側、上側、左側、右側に推進方向を変更できるようにしている。この場合の傾動する量が角度変化のスピードに相当する。尚、中間方向（例えば左下方向や右上方向）に傾ければ、当然その方向に推進方向を変更できる。

また、図 5 C に示すように、スティック S b を前側、後側に傾動することにより、それぞれ前側及び後方側に回転方向を設定でき、かつ傾ける角度で回転周波数を変化できるよ

うにしている。

また、ボタンT aは回転磁界の方向を偏芯させる（つまり、回転磁界の方向をある1方向から偏芯角度だけ偏芯させるようにして回転磁界の方向が円錐状に変化する）ように発生させる回転磁界の偏芯開始の指示信号を発生し、この回転磁界の偏芯によりカプセル本体3に内蔵されたマグネット16は（回転する独楽の心棒がぶれるように回転する）いわゆるジグリング（才差運動）を開始することになる。

従って、ボタンT aはジグリングの開始の指示信号として機能し、ボタンT bは回転磁界の偏芯停止の指示信号、従ってジグリングを停止させる指示信号を発生する。なお、磁界強度やジグリングを指示する場合のジグリングの角度（後述する角度 ϕ ）の値やそのジグリングを行う場合の周波数の設定は設定回路29の機能により、予め設定できるようにしている。また、この設定は、操作者が表示装置7を確認しながら任意に変更できるように構成してもよい。

また、操作入力装置8として図4Aに示すものの変形例として図4Bに示すようにジョイスティックS cの頂部側に傾動可能で、倒す量により回転磁界の回転周波数を変化させることによりカプセル本体3の回転速度を変化させるレバーL aと、回転磁界の回転方向をON/OFFで指示するボタンT cと、回転磁界の偏芯機能としての機能ボタンT d（1つの場合にはOFFからONと、ONの場合にはONからOFFの機能を持つ）を設けるようにしても良い。

このようにすると、片手で操作することができ、図4Aの両手で操作することが必要になる場合よりも操作性を向上することができる。

また、図4Aにおいて、例えばスティックS bの代わりに図4Cに示すフットスイッチFを採用し、踏み込む量で回転周波数を変更するようにしても良い。また、ジョイスティック、フットスイッチのみならず、パーソナルコンピュータ等で操作入力部8を構成し、マウス、キーボード、GUI（グラフィカル・ユーザー・インターフェース）等を利用して操作を行える様にしてもよい。

さらに、この場合において表示装置7上にGUIも表示するように構成すると操作性が向上する。例えば、カプセル本体で取得した画像上にカーソルを置き、カプセル本体を向きたい方向をそのカーソルで指示することで、カプセルの進行方向を指示できる様にしてもよい。

その際に、画像の中心位置からカーソルの距離が、カプセル本体の向きを変える速さに

対応させることで、より操作性を向上させることができる。これを、図 1 2 を使用して説明する。図 1 2 はカプセル本体で取得した画像 7 1 を表示しており、カーソル 7 2 が画像 7 1 の中心に配置されている。

このとき、操作者が図示した A の方向にカプセル本体の向きを変更したいと考えた場合、カーソル 7 2 を図示しないマウスで A 方向に移動させることで、ジョイスティック S c を操作した際と同様の信号が図示しないパーソナルコンピュータで生成され、制御回路 2 7 に伝達される。

図 4 B に示すジョイスティック S c を採用した場合におけるその操作機能等の説明図を図 6 A ～図 6 C で示している。図 6 A は図 4 B における機能ボタン T d を除いた構成例を示し、図 6 B はジョイスティック S c の傾動操作による推進方向を変化する機能を示し、図 6 C はカプセル本体 3 に対して実際に推進方向等を変更する動作説明図を示す。

この場合には、図 6 A に示すジョイスティック S c の傾動操作により、回転磁界の発生方向を変更して、カプセル本体 3 の推進方向を変更する機能を図 6 B に示す。本実施例では、図 6 B (或いは図 5 B) に示すようにジョイスティック S c を傾動する操作方向にカプセル本体 3 を推進させることができるように回転磁界の発生方向を制御するようにしている。

また、レバー L a を倒す量で回転周波数を変化させ、ボタン T c を O f f の状態では前進させるような回転磁界を、O n の状態では後退させるような (前進とは逆回転の) 回転磁界を発生させるように制御する。

図 6 B に示すように推進方向を円滑に変更するためには、カプセル本体 3 の状態或いは回転磁界の状態を常時把握していることが必要となる。本実施例では、回転磁界の状態 (具体的には、回転磁界の向き及び磁界の向き) を記憶回路 2 8 に常時記憶するようにしている。

具体的には、図 1 における第 1 の操作入力手段である操作入力部 8 における操作の指示信号は制御回路 2 7 に入力され、制御回路 2 7 は指示信号に対応した回転磁界を発生させる制御信号を磁界制御装置 5 に出力すると共に、その回転磁界の向き及び磁界の向きの情報を記憶回路 2 8 に記憶する。

図 1 3 のフローチャートを使用して、より具体的動作を説明する。図 1 3 において縦方向は時間の経過方向である。ステップ S 2 1 から S 2 5 は、制御回路 2 7 の動作ステップを表している。制御回路 2 7 は、まず、ステップ S 2 1 において、記憶回路 2 8 の状態を

読み込む。

次に、制御回路 2 7 は、操作入力部 8 の状態を読み込む (S 2 2)。そして、制御回路 2 7 は、記憶回路 2 8 の状態と、操作入力部 8 の状態とより、カプセル本体の設定された時間後の方向を計算する (S 2 3)。その計算後、制御回路 2 7 は、設定された時間後までのカプセル本体を連続的に運動させる制御信号となる波形データを生成する (S 2 4)。また、設定された時間後のカプセル本体の方向を記憶回路 2 8 に記録すると共に、生成した波形データを交流電流発生&制御部 3 1 に伝送する (S 2 5)。

交流電流発生&制御部 3 1 は、ステップ S 2 5 から伝送された (新しい) 波形データを、前回に伝送されている古い波形データの終了に続けて付加し、ドライバ部 3 2 を経て磁界発生の駆動を行う波形データとして回転磁界発生装置 4 に出力する (S 2 6)。なお、このステップ S 2 6 の処理は、初めて処理する場合には、前回に伝送されている古い波形データはないため 0 である。また、次に交流電流発生&制御部 3 1 に波形データが入力されると、すでに入力されていた波形データの終了に続けて付加される。

ステップ S 2 6 の処理の後、制御回路 2 7 は、ステップ S 2 1 の処理に戻る。このように処理ステップ S 2 1 ~ S 2 6 の閉ループの処理は、所定の制御周期で繰り返えられる。このようにして制御回路 2 7 は、回転磁界の発生を制御する波形データを連続的に出力 (磁気誘導) しつつ、リアルタイムにカプセル本体の向きの変更を行うようにする。尚、この際の制御周期は、1 秒以下 (より好ましくは 100mS 以下) の周期で行われるため、カプセル本体の誘導をスムーズに行うことができる。

従って、記憶回路 2 8 には、回転磁界発生装置 4 により発生される回転磁界及びその回転磁界を形成する周期的に変化する磁界の向きの情報が常時記憶されるようになっている。

なお、記憶回路 2 8 は制御回路 2 7 からの回転磁界の向き及び磁界の向きの制御信号に対応する情報を記憶する場合に限定されるものでなく、制御回路 2 7 から磁界制御装置 5 に出力された制御信号により、磁界制御装置 5 における交流電流発生&制御部 3 1 及びドライバ部 3 2 を経て回転磁界発生装置 4 に実際に出力される回転磁界の向き及び磁界の向きを決定する情報を磁界制御装置 5 側から制御回路 2 7 に送り、記憶回路 2 8 に記憶するようにしても良い。

また、本実施例では回転磁界の印加開始時及び印加停止時や回転磁界の向き (換言するとカプセル本体の進行方向の向き) 等を変更する場合には、カプセル本体 3 に急激な力が

作用することなく円滑に作用するように回転磁界を連続的に変化させるように制御するようにしている。

具体的には回転磁界の発生方向をZ方向とし、この回転磁界を発生するためにこのZ方向に垂直な平面のX方向及びY方向にそれぞれ沿って回転磁界発生装置4で発生される磁界成分を H_x 、 H_y （図7A及び図7Bでは簡単化のため、X、Yと表記する）とすると、回転磁界の印加開始時には図7Aに示すように回転磁界の強度を連続的に大きくし、回転磁界の印加停止時には図7Bに示すように回転磁界の強度を連続的に小さくするように制御する。

図8は例えば回転磁界の印加時の様子を示しており、カプセル本体3に対して、回転磁界を印加する場合には、回転磁界の大きさを0から連続的に大きくしていくことを示している。

このように制御することにより、回転磁界の印加開始時及び回転磁界の印加停止時においてもカプセル本体3の動作を円滑に維持できるようにしている。

また、回転磁界の強度のみでなく、回転磁界の回転周波数についても回転磁界の付加開始時に連続的に変化させるようにするとより好ましい。具体的には、回転磁界付加開始時には徐々に回転磁界の周波数を上げるように制御する。これにより、カプセル本体の回転速度が徐々に上がるようになるので、カプセル本体の回転を滑らかに開始することができる。また、回転磁界付加停止時には徐々に回転磁界の周波数を下げるように制御する。これにより、カプセル本体の回転速度が徐々に下がるようになるので、カプセル本体の回転を滑らかに停止することができる。

もちろん、周波数の連続的な変化と、磁界強度の連続的な変化を同時に行うようにしてもかまわない。

本実施例では、医療装置本体としてのカプセル本体3を回転磁界を使用して誘導する際に、現在のカプセル本体3の進行方向を決定する回転磁界の状態の情報を記憶回路28に記憶し、その進行方向を変更する場合には、記憶回路28に記憶した情報を参照して次の進行方向に進行させるように回転磁界を連続的に変化させるように制御することで、医療装置本体の誘導操作を自然な操作を行うことができる様にしていることが特徴となっている。

このような構成による本実施例の作用を説明する。

カプセル本体3により体腔内を検査する場合、患者はこのカプセル本体3を飲み込む。

体腔内に挿入されたカプセル本体 3 は食道等を通過する際に、照明素子 1 5 で照明し、撮像素子 1 4 で撮像した画像を無線回路 2 2 を経て体外の処理装置 6 に無線で送る。

処理装置 6 は無線回路 2 5 で受信し、復調された画像データをデータ処理回路 2 6 内部などに設けた（ハードディスク等の）画像記憶デバイスに蓄積すると共に、表示用の処理を行い、表示装置 7 に出力してカプセル本体 3 により順次撮像された画像を表示する。

表示装置 7 に表示される画像から術者は、カプセル本体 3 が現在の体腔内における概略の位置を推測することができる。例えば食道を撮像している状態であると判断し、検査対象とする部位が例えば小腸等のより深部側である場合には、途中の部位をより速やかに進行させた方が良く、この場合には回転磁界発生装置 4 で発生する回転磁界の向き（法線方向の向き）を患者の身長に沿った下側となるように初期設定を行う。なお、この場合におけるカプセル本体 3 に設けた螺旋状突起 1 2 は撮像素子 1 4 で撮像する視野方向を前側として例えば右ネジ状に形成されているとする。

回転磁界を発生させるべく、例えば、方向入力装置 8 a 等を最初に操作した場合には、記憶回路 2 8 にはその直前の回転磁界の状態に対応する情報が記憶されていないので、制御回路 2 7 は設定回路 2 9 を起動して初期設定の設定画面を表示装置 7 等に表示し、初期設定で発生する回転磁界の向きを術者に選択設定できるようにする。そして、術者は最初に回転磁界を発生する向きを患者の身長に沿った下側に発生する指示操作を行うことにより、回転磁界の初期発生情報が記憶回路 2 8 に記憶される。

また、術者は、設定回路 2 9 により、回転磁界の大きさ（図 8 における磁界回転平面における方向が回転する磁界の大きさ（振幅））を予め設定し、この値以上の回転磁界を発生しないように設定することもできる。この設定回路 2 9 による設定情報は記憶回路 2 8 に記憶される。また、術者は、回転磁界の最大回転周波数、カプセル本体の方向変換の速さの最大値等についても同様に設定する。

そして、操作入力装置 8 の図 4 A のスティック S b 或いは図 4 B のボタン T c を O f f にし、レバー L a を倒すような操作を行うことにより、患者の身長に沿った下側が回転磁界の向きとなるように回転磁界が発生するように制御回路 2 7 は記憶回路 2 8 に記憶された情報を読み出して制御する。つまり記憶回路 2 8 から読み出した情報に基づいて磁界制御装置 5 を介して回転磁界発生装置 4 により前記回転磁界を発生させる。

この場合、例えば患者の身長に沿った下側を Z 方向とした場合には、回転磁界発生装置 4 により、発生される回転磁界を形成する磁界成分は図 7 A に示す X, Y のようにその成

分が0の状態から連続的に大きくなり、所定の値（図7A及び図7Bでは+Limitと-Limit）に達するとその振幅を維持する。

なお、レバーLaを傾ける操作した場合には、その傾けた操作量に対応する周波数の回転磁界が発生する。図7Aでは簡単化のためレバーLaをある角度まで倒した場合におけるその操作に対応して、回転磁界の発生時（印加時）におけるその大きさ（振幅）が変化して所定の回転磁界に達するまでの様子を示している。さらにレバーLaを傾けた場合には、より周期の短い、つまり回転磁界の周波数が大きな回転磁界となる。

ここで、前述したように始動時、停止時においては急激にカプセル本体の回転周波数が変化しないように周波数を徐々に変化させるようにしてもよい。あるいは、振幅及び周波数の両方を徐々に変化させるようにしてもかまわない。

このようにして、体外から回転磁界を印加することにより、体腔内に挿入されたカプセル本体3に内蔵されたマグネット16に磁気トルクを作用させ、カプセル本体3を回転させ、その際カプセル本体3の外周面に設けた螺旋状突起12を体腔内の内壁に接触させた状態でネジを回転させるようにして速やかに推進させることができる。

また、レバーLaを離してこのレバーLaによる操作を停止すると、レバーLaは（操作量が0の）中立位置に自動的に戻り、その際に回転磁界の成分は図7Bに示すように連続的に小さくなり、0となる。つまり、回転磁界の印加停止時にも回転磁界は連続的に変化することにより、カプセル本体3の動作を円滑に或いは自然に近い状態で制御することができる。

また、記憶回路28には回転磁界の状態（回転磁界の向き及び磁界の向き）の情報が常時記憶され、レバーLaを離して回転磁界の印加を停止した状態での回転磁界の状態の情報も記憶される。

そして、次に再度回転磁界を印加する操作が行われた場合には、記憶回路28に記憶された情報により、回転磁界を停止した場合と同様の回転磁界が発生する。勿論、この場合にも図7Aで示したように回転磁界は連続的に大きくなるように制御される。

本実施例ではこのように回転磁界の印加時或いは停止時には、その回転磁界の大きさを連続的に変化させるようにしているので、回転磁界の印加時或いは停止時におけるカプセル本体3に作用する力を連続的に変化でき、カプセル本体3を回転磁界の印加により円滑により大きな速度で推進させること等ができ、短時間で目的部位側に誘導することができる。

上記の説明では食道部分で回転磁界を印加して、その移動速度を促進させるように説明したが、カプセル本体3が胃から十二指腸側に進行したような場合に、回転磁界を印加するようにしても良い。

この場合にも、撮像された画像から、カプセル本体3が胃から十二指腸に入ったことを確認でき、この十二指腸の走行方向に進行させるように回転磁界を印加することにより、より速く進行させることができる。この場合においても、十二指腸の走行方向をZ軸方向とした場合には、図7Aで示したように回転磁界を印加する。また、停止時には図7Bで示すように変化させる。

より一般的な場合で説明すると、カプセル本体3が図6Cに示すように3次元空間内にあり、カプセル本体3の長手方向の前側（視野方向側）が y' 方向であるとし（図6Cでは、カプセル本体3の長手方向の前側が y' 方向となるように直交する座標系（ x' 、 y' 、 z' ）を設定している）、この y' 方向にカプセル本体3を回転磁界により推進させるためには、印加する回転磁界の（法線方向の）向きをこの y' 方向に設定した状態で回転磁界を印加する。

回転磁界を印加した場合には、図7Aに示すように回転磁界を構成する磁界成分は連続的に大きくなるように変化する。つまり、図8の上側に太い螺旋形で示すように回転磁界は次第に大きくなる。

また、図6Cに示すようにカプセル本体3の進行方向の向きを y' 方向からその方向の上側となる y'' 方向に変更しようとした場合（図6Cでは、カプセル本体3の長手方向の前側を y'' 方向とする直交する座標系（ x'' 、 y'' 、 z'' ）を設定している）には、方向入力装置8aを操作する。例えば、ジョイスティックS a或いはスティックS cを手元側に傾ける操作を行うことにより、 y' 方向の上側となる y'' 方向に回転磁界の向きを変更することができる。

この場合において、スティックS cを手元側に傾け、レバーL aを傾ける操作をすることにより、回転磁界を連続的に変化させることができ、カプセル本体3の進行方向を回転磁界の印加により円滑に或いは自然に変化させることができる。

この場合における回転磁界は、制御回路27の制御で行われ、具体的には記憶回路28に記憶されている y' 方向の回転磁界の情報を元にして、スティックS c等の方向入力装置8aによる入力情報を参照して、 y'' 方向が回転磁界の向きとなるように回転磁界を、基本的には図7Aに示すようにして発生する（なお、図7Aは進行方向をZ方向としてい

る場合であるので、磁界成分はこの図 7 A とは異なることになる)。

なお、レバー L a を傾けた状態のまま、スティック S c を手元側に傾けた場合においては、回転磁界の向きが y' 方向から y'' 方向に連続的に変更されるように制御回路 2 7 は制御する。

具体的には、制御回路 2 7 は記憶回路 2 8 に記憶されている回転磁界の情報と、方向入力装置 8 a の操作情報より、一定時間後（ここでの一定時間は先述した制御サイクルに相当する）のカプセル本体の向き（ y'' 方向）を計算する。次にカプセル本体の運動がスムーズになるような、カプセルの向きが y' 方向から y'' 方向へ変化する連続的に変化する回転磁界波形を算出する。制御回路 2 7 は、計算で求められた波形データを、交流電流発生&制御部 3 1 に伝送する。これにより、連続的に変化する波形により電磁石 3 3 a、3 3 b、3 3 c が制御され、回転磁界は y'' 方向に円滑あるいは自然に方向変化する。よって、カプセル本体も y'' 方向に円滑あるいは自然に変化することができる。

このように本実施例ではカプセル本体 3 の進行方向を変化させる場合、記憶回路 2 8 に記憶された回転磁界の情報を参照して、回転磁界を連続的に変化させるようにしているので、カプセル本体 3 の進行方向の変更等を円滑に行うことができる。

また、本実施例では、術者は、機能ボタン 8 c を操作することにより、回転磁界の向きが周期的に偏芯するように、いわゆるジグリングする回転磁界を発生させることもできる。機能ボタン 8 c を操作すると、設定回路 2 9 により予め設定された偏芯角度の情報が記憶回路 2 8 に記憶されており、制御回路 2 7 はその偏芯角度の情報を読み出し、回転磁界の向きをこの偏芯角度だけ偏芯させるようにして回転磁界を発生するようになる。

例えば、カプセル本体 3 がその螺旋状突起 1 2 を含めた最大外径よりも大きな管腔部分に存在する場合には螺旋状突起 1 2 の一部のみが管腔内壁に接触し、通常の回転磁界では円滑に進行させにくい場合がある。

このような場合には、術者は、回転磁界の向きを偏芯させた磁界（以下、ジグリング磁界）を発生させることにより、このジグリング磁界によりカプセル本体 3 をジグリングさせることができる。これにより、カプセル本体 3 のジグリング動作時の外径を実質的（仮想的）に大きくでき、より広い管腔内壁にも螺旋状突起 1 2 を接触させるようにでき、通常の回転磁界の場合よりも円滑にかつ安定的にカプセル本体 3 を効率良く推進させることができる。

例えば図 8 を流用して説明すると、図 8 において、 y' 方向を推進させる方向とした場

合において、機能ボタン 8 c のボタン T a (或いは T d) を操作すると、その方向を回転磁界の向きとする回転磁界に対し、この向きと例えば角度 ϕ 偏芯するようなジグリング磁界を制御回路 27 は発生させるように制御する。なお、図 8 において、 y' 方向と角度 ϕ を持つ方向 $y z'$ は時間とともに変化し、その場合この方向 $y z'$ は y' 方向となす角度は ϕ となる (但し、以下に説明するように角度 ϕ となるまでに、より小さい角度から徐々に大きくなる)。

この場合においても、ジグリング磁界を発生する場合、向きが y' 方向でその大きさが 0 の回転磁界から角度が次第に大きくなるようにして、つまり小さな角度でのジグリング磁界から次第に大きくなる角度でのジグリング磁界を発生し、角度 ϕ になるとそのジグリング磁界を維持する。

カプセル本体 3 は回転する独楽が倒れる直前の動作のように小さな回転ぶれの状態から次第にその心棒が大きくぶれるようになる如くに、カプセル本体 3 は小さな角度でのジグリングから大きな角度でのジグリング動作に連続的に変化し、所定の角度 ϕ でのジグリング動作状態になるとその状態を維持する。

方向入力装置 8 を P C 等で構成した場合、ジグリングの諸パラメータを任意に設定する構成にすることもできる。

上記のようにジグリング動作させることにより、例えばカプセル本体 3 の外径よりも大きな内径の管腔部分を安定してカプセル本体 3 を推進させることができる。また、このようにジグリングさせることにより、撮像範囲を実質的に広くして管腔内壁をより広範囲に撮像することもできる。

また、この機能ボタン 8 c におけるジグリング動作を停止させるボタン T b 等を操作すると、上記と逆に角度 ϕ でのジグリング磁界から角度が次第に小さくなるジグリング磁界となり、かつその磁界の大きさも次第に小さくなる。

このように本実施例では、ジグリング磁界を発生させることもできるようにしている。で、従来行っていたこのようなジグリング磁界を発生させるために方向入力操作装置 8 e に相当する操作手段を手動でジグリング或いは”こじる”操作を行わなくても安定して発生することができ、操作性を大幅に向上できる。

なお、上記の説明では、回転磁界を停止した後で、機能ボタン 8 c を操作してジグリング磁界を発生させる場合で説明したが、回転磁界を印加した最中に機能ボタン 8 c を操作した場合には、その回転磁界の状態から角度が次第に大きくなり、角度 ϕ でその状態を維

持するジグリング磁界を発生することになる。また、その状態でジグリング停止のボタンを操作すると、その逆の動作となる。

本実施例ではカプセル本体 3 の回転により、撮像素子 1 4 で撮像された画像も回転することになるので、これをそのまま表示装置 7 に表示すると、表示される画像も回転した画像となってしまう、方向入力装置 8 b による所望の向きへの指示操作の操作性が低下するため表示画像の回転を静止させることが望まれる。

そこで、本実施例では、以下説明するように回転画像を回転が静止した画像となるように補正する（換言すると表示される画像の回転をキャンセルする）ために、図 9 及び図 10 に示す処理を行うようにしている（なお、日本国特願 2 0 0 2 - 1 0 5 4 9 3 号には、より詳しい説明がある）。

まず、カプセル本体 3 は時系列に順次撮像を行い、メモリ 2 1 にデジタル映像信号を格納する。処理装置 6 の制御回路 2 7 の制御によりデジタル映像信号は無線回路 2 2、2 5 を介して画像データとしてデータ処理回路 2 6 の例えば内部メモリに格納する。このとき、処理装置 6 の制御回路 2 7 は、内部メモリに格納される画像データに関連付けてこの画像データが撮像されたときの回転磁界の向き及び磁界の向きからなる磁界データも格納する。

これにより内部メモリには、複数の画像データ、第 1 画像データ、第 2 画像データ、…、第 n 画像データが順次格納されると共に、これら画像データに関連付けられた複数の磁界データ、第 1 磁界データ、第 2 磁界データ、…、第 n 磁界データも順次格納されることになる。

そして、図 9 に示すように、処理装置 6 の制御回路 2 7 は、ステップ S 1 でパラメータである θ （画像のトータルの回転角度）、n（画像番号）を初期化して $\theta = 0$ 、 $n = 1$ とする。そしてステップ S 2 で制御回路 2 7 は内部メモリに格納されている第 n 画像データ（この場合は第 1 画像データ）を読み込み、ステップ S 3 でこのときの回転磁界の向きとその磁界の向きとからなる第 n 磁界データ（この場合は第 1 磁界データ）を内部メモリから読み込む。

次に、ステップ S 4 で制御回路 2 7 は、第 1 の補正画像データである第 n 画像データ' と第 2 の補正画像データである第 n 画像データ'' とを第 n 画像データと等しい画像データとする。そして、ステップ S 5 で制御回路 2 7 は、データ処理回路 2 6 を制御して第 n 画像データ'' に基づく表示画像を表示装置 7 に表示する。

続いて、ステップS 6で制御回路2 7は、nを1インクリメントして、ステップS 7で内部メモリに格納されている第n画像データ（この場合は第2画像データ）を読み込み、ステップS 8でこのときの回転磁界の向きと磁界の向きとからなる第n磁界データ（この場合は第2磁界データ）を内部メモリから読み込む。次に、ステップS 9で制御回路2 7は、第n画像と第n-1画像の回転角度 $\Delta \theta$ を算出する。詳細には図1 1に示すように、例として第1画像データの磁場データである第1磁場データの回転磁場の磁場の向きを $B^1(x^1, y^1, z^1)$ 、回転磁場の法線方向を $R^1(X^1, Y^1, Z^1)$ 、第2画像データの磁場データである第2磁場データの回転磁場の磁場の向きを $B^2(x^2, y^2, z^2)$ 、回転磁場の法線方向を $R^2(X^2, Y^2, Z^2)$ とする。

カプセル本体3の進行方向は刻々と変化するため、単純に B^1 と B^2 の角度を回転角とすると、実際の回転角度が合わなくなる可能性がある。そこで、カプセル本体3の進行方向の変化も回転角度に考慮されるように、図1 1に示すように、 R^1 と B^1 との法線ベクトル N^1 と R^2 と B^2 との法線ベクトル N^2 のなす角を回転角度 $\Delta \theta$ とする。

回転角度 $\Delta \theta$ は、以下で求められる。

$$N^1 = (y^1 Z^1 - Y^1 z^1, z^1 X^1 - Z^1 x^1, x^1 Y^1 - X^1 y^1)$$

$$N^2 = (y^2 Z^2 - Y^2 z^2, z^2 X^2 - Z^2 x^2, x^2 Y^2 - X^2 y^2)$$

N^1 、 N^2 は単位ベクトルであるから、

$$\Delta \theta^{1,2} = \cos^{-1} \{ (y^1 Z^1 - Y^1 z^1) (y^2 Z^2 - Y^2 z^2) \} \text{ となり、算出される。}$$

時間経過と共に $\Delta \theta^{1,2}$ 、 $\Delta \theta^{2,3}$ 、…… $\Delta \theta^{(n-2),(n-1)}$ 、 $\Delta \theta^{(n-1),n}$ を順じ求めていくことで回転角を算出することができる。

そして、トータルの回転角度 θ は上記の和をとればよく、 $\theta = \sum \Delta \theta^{(k-1),k}$ で表されるから、ステップS 1 0で制御回路2 7は、 $\theta = \theta + \Delta \theta$ をトータルの回転角度とする。従って、例えば第2画像は第1画像を回転角度 θ + 誤差だけ図の向きに回転させた画像となる。ここで、上記誤差は、カプセル本体3の螺旋状突起1 2と体壁との回転の負荷によるカプセル本体3の回転角と、回転磁界を形成する磁界の回転角との回転角誤差である。

そこでまず、ステップS 1 1で制御回路2 7は、第1の補正画像データである第n画像データ'を第n画像データを角度 $(-\theta)$ 回転させた画像データとする。これにより、誤差分を考慮しない第1の補正画像である例えば第2画像'を得ることができる。

次に、図1 0のステップS 1 2に移行し、ステップS 1 2で制御回路2 7は、第n画像データと第n-1画像データの公知の相関計算を実施し、回転角補正量 (ϕn) と相関係

数を求め、ステップS13で相関係数が所定の閾値より高いかどうか判断する。この判断により上記回転角誤差を無視するかどうかを判定する。

相関係数が所定の閾値より高くない場合は、ステップS14で制御回路27は、第2の補正画像データである第n画像データ”を第1の補正画像データである第n画像データ’としてステップS17に進む。相関係数が所定の閾値より高くない場合、すなわち、画像が大きく変化した場合には相関処理結果は採用せず、ステップS11の処理を実施した(第1の補正画像データである第n画像データ’を第n画像データを角度 $(-\theta)$ 回転させた画像データとした)時点で、画像の回転補正は完了する。

相関係数が所定の閾値より高い場合は、ステップS15で制御回路27は、第2の補正画像データである第n画像データ”=第1の補正画像データである第n画像データ’を角度 $(-\phi n)$ 回転させた画像データとする。これにより、第2の補正画像である例えば第2画像”を得ることができる。そして、ステップS16でトータルの回転角度 θ を $\theta + \phi n$ としてステップS17に進む。

ステップS17では、制御回路27は、画像処理回路32を制御して第n画像データ”に基づく回転補正が完了した表示画像を表示装置5に表示する。そして、図9のステップS6に戻る。

表示装置7に表示させる画像については、円形の輪郭を持つ画像にすることで、画像の回転処理をユーザに意識させずに表示させることができる。

又、カプセルの駆動周波数とカプセルの画像取得及び表示周波数がほぼ同じ時には、理論上、画像の回転は殆どなくなるので、前記で説明した画像の回転補正工程を省略しても当然良い。

さらに、この場合、表示装置7に表示させる画像は円形ではなくてもかまわない。長方形、正方形、八角形等にすると撮像素子の画素を有効に使用した表示をすることができる。

本実施例によれば、回転磁界を印加及び印加停止時、回転磁界の方向を変化する時に回転磁界を連続的に変化させるようにしているので、カプセル本体3の移動等の動作を円滑に行わせることができる。

尚、カプセル本体3を飲み込む代わりに、患者の肛門から座薬のように直腸内に挿入後に、磁気誘導して、大腸や小腸の回腸側から空腸までの検査を行うようにしても良い。

(第2実施例)

次に図14ないし図17を参照して本発明の第2実施例を説明する。

図 1 4 に示すように本実施例のカプセル型医療装置誘導システム 1 B は、図 1 のカプセル型医療装置誘導システム 1 において、カプセル本体 3 内にさらに発振器 4 1 及びこの発振器 4 1 の出力信号で周囲に交流磁界を発生するコイル 4 2 を設けたカプセル本体 3 B にしている。

また、カプセル本体 3 B の外部には、前記コイル 4 2 の交流磁界からカプセル本体 3 B の長手方向の向き（方向）を検出すると共に位置も検出する方向／位置検出装置 4 3 と、カプセル本体 3 B に内蔵されているマグネット 1 6 の向き（方向）を検出する磁極センサ 4 4 及びこの磁極センサ 4 4 の出力からマグネットの向きを検出する（マグネット）方向検出装置 4 5 とを有する。

図 1 5 は本実施例におけるカプセル本体 3 B を示す。この図 1 5 に示すようにこのカプセル本体 3 B は、図 3 A で示したカプセル本体 3 において、例えば外装容器 1 1 の後端付近の内部にコイル 4 2 が所定の向き、具体的にはコイル 4 2 がソレノイド状に巻回され、その向きがカプセル本体 3 B の長手方向の向きに設定された状態で収納されている。上記方向／位置検出装置 4 3 は例えば交流磁界を検出する複数のセンスコイルを有し、各センスコイルで検出された信号からコイル 4 2 の向きや位置を検出する。また、磁極センサ 4 4 は複数の磁極センサ 4 4 で構成され、複数の磁極センサの出力信号からマグネット 1 6 の磁極の向きを検出する。また、カプセル本体 3 内に配置されるコイル 4 2 とマグネット 1 6 との配置状態により、カプセル本体 3 の長手方向における前側等の向きを検出することもできる。なお、マグネット 1 6 を、カプセル本体 3 の長手方向における一方の端部側に配置しても良い。

なお、コイル 4 2 の代わりにアンテナを採用し、アンテナから放射される電波を方向／位置検出装置 4 3 で受信し、カプセル本体 3 B の長手方向の向き及び位置を検出するようにしても良い。

これら方向／位置検出装置 4 3 及び方向検出装置 4 5 による検出された情報は処理装置 6 の制御回路 2 7 に入力される。

そして、制御回路 2 7 は、操作入力装置 8 が操作された場合、記憶回路 2 8 に記憶された情報と、方向／位置検出装置 4 3 及び方向検出装置 4 5 により検出された情報により、回転磁界を発生したり、発生する回転磁界の向き等を制御する動作を行う。

また、本実施例では、表示装置 7 にカプセル本体 3 B で撮像した画像を表示する場合、図 1 5 に示すように表示する。

つまり、表示画面の例えば右側の画像表示エリア a にはカプセル本体 3 B で撮像した画像を表示し、左側には患者の概略の体形 2 を表示し、その体形 2 内でカプセル本体 3 B を検出した概略の位置に、その外形を表す画像 3 c をそのカプセル本体 3 B の長手方向の前側の向きを示す方向カーソル k と共に表示する。

なお、画像表示エリア a には、第 1 実施例と同様に撮像素子 1 4 の上側を上方向として撮像素子 1 4 で撮像した画像を表示するようにしている。この場合、第 1 実施例で説明した方法でカプセル本体 3 B の回転を補正して表示することもできるが、本実施例では、方向検出装置 4 5 によりマグネット 1 6 の向きを検出できるようにしているので、その検出出力を利用して画像表示の際の方向を決定して、画像の回転処理を行い、図 1 6 に示すように表示するようにしている。

このような構成の本実施例では、カプセル本体 3 B の向き（長手方向の向きと共にその先端カバー 1 1 a を前側とするベクトル的な向き）及びマグネット 1 6 の磁極の向きを検出できるようにしているので、基本的には記憶回路 2 8 による回転磁界の情報を利用しなくても、カプセル本体 3 B の向きを変更などする操作入力を行った場合にも、カプセル本体 3 B を円滑に指示された方向に変更させることができる。

このため、本実施例ではこれらを組み合わせる等して、設定回路 2 9 により予め設定されている複数のモードから、動作モードを選択して動作させることができるようにしている。

以下、代表的な動作モードを説明する。

第 1 のモードでは、図示しないタイマにより時間を計測する手段を有し、例えば設定回路 2 9 により設定した比較的短い時間間隔の基準時間を基準として、これより短い時間間隔で回転磁界の向きを変更したり、回転磁界の印加停止後に再び回転磁界の印加が指示されたような場合には、制御回路 2 7 は記憶回路 2 8 に記憶されている情報で指示入力に対応した制御動作を行う。

つまり、短い時間間隔以内に回転磁界の向きの変更指示等が行われた場合、その直前に記憶回路 2 8 に記憶された情報から殆ど変化していないので、方向／位置検出装置 4 3 によるカプセル本体 3 B の検出情報を利用しなくても、その誤差は小さいので、第 1 実施例と同様の作用効果となる。

一方、上記基準時間の時間間隔よりも大きな時間間隔の後に回転磁界の向きの変更指示等が行われた場合には、カプセル本体 3 B の向き等がより大きく変更してしまっている可

能性があるので、制御回路 27 は方向／位置検出装置 43 によるカプセル本体 3B の方向及び位置の情報と、方向検出装置 45 によるマグネット 16 の向きの検出情報を利用して、カプセル本体 3B の進行方向の変更等を円滑に変更するように制御する。

カプセル本体 3B の進行方向（推力発生方向）の変更等を行う場合には、第 1 実施例で説明したように回転時間の印加や変更を連続的に変化させることにより、カプセル本体 3B の進行方向の変更等を円滑に行う。

このように第 1 のモードによれば、カプセル本体 3B の向き等の検出手段を備えているので、例えばカプセル本体 3B への回転磁界の停止後に、仮にかなり時間経過してから再び回転磁界を印加するような場合においても、回転磁界の停止の際からかなりの時間が経過した後のカプセル本体 3B の向きが変化したような場合においてもカプセル本体 3B の向き等の検出手段の検出情報により、適切な回転磁界を印加でき、円滑に推進や方向変更を行うことができる。

この場合の作用を図 17 を参照して簡単に説明する。図 17 において、カプセル本体 3B への回転磁界の印加停止した時刻 t_1 でのカプセル本体 3B の位置をその向きを含めたベクトル 51 (t_1) で示し、この時刻 t_1 からある時間経過後の時刻 t_2 にカプセル本体 3B がベクトル 52 (t_2) に移る。

この時刻 t_2 に方向入力装置 8a の操作により、カプセル本体 3B を推進方向 s に推進させる回転磁界を印加する指示入力が行われた場合、制御回路 27 はその時刻 t_2 （又はこれに近い直前の時刻）で検出された情報により、（時刻 t_1 でのカプセル本体 3B の向きに対応する向きの回転磁界でなく）時刻 t_2 でのカプセル本体 3B の向きに対応する向きの回転磁界から推進方向 s に推進させる向きの回転磁界に連続的に変化させるようにすることにより、円滑にカプセル本体 3B を誘導することができる。

第 2 のモードでは、方向／位置検出装置 43 及び方向検出装置 45 により検出された情報を記憶回路 28 に順次記憶し、それ以前に記憶された情報を更新するようにする。そして、制御回路 27 は操作入力装置 8 により操作入力が行われた場合には、記憶回路 28 に記憶された情報により、操作入力に対応した動作を行う。

この場合には、記憶回路 28 に記憶される情報は殆どリアルタイムにカプセル本体 3B の状態を反映したものとなる。また、カプセル本体の状態に対応して、方向入力装置 8a による中立状態での方向も補正するように記憶回路 28 に記憶しておくことで操作性が向上する。

このモードでの動作結果は殆ど第1のモードで説明した動作結果とほぼ同様になるが、カプセル本体3Bの現在の状態に相当する状態から操作入力に対応した状態に制御動作を行うようにしているので、(磁気誘導していなかった時間中におけるカプセル本体3Bの状態変化等を考慮する事を不用とし)操作性を向上することができる。

このように本実施例では、磁気誘導を行わなかった時間中にカプセル本体3Bの状態変化などがあっても、円滑にかつ安定した磁気誘導を行うことができる。

なお、上記第2実施例において、カプセル本体3Bの向きを検出する手段としてはコイル4.2による交流磁界等を用いるものに限定されるものでなく、例えばX線透視装置によりカプセル本体3Bの向きを検出しても良いし、超音波診断装置などにより超音波を利用してカプセル本体3Bの向きを検出しても良い。

なお、上述では、カプセル本体3Bの向きと共に、マグネット16の磁極の向きを検出する構成にしているが、回転磁界を連続的に変化させる場合に、マグネット16の磁極の向きの情報は必ず必要となるものでない(例えば図7Aに示すように回転磁界(の成分磁界)を0から連続的に大きくする様に変化させる場合には磁極の向きがどの方向を向いていても回転磁界の印加タイミング時には作用する力が0から次第に大きくなるように変化するので、マグネット16の磁極の向きの情報は不用となる)。

また、カプセル本体3Bの向きを変化させる場合においても、回転磁界付加中は磁界の向きよりカプセル本体3Bに設けられたマグネット16の向きは認識できるので、磁極センサ44の情報は必ずしも必要でない。また、静止状態からカプセル本体3Bの向きを変えながら動かす場合においても、図7Aに示す様に始動させることで磁極センサ44の情報は無くても良い。

さらには、方向/位置検出装置43からのカプセル本体3Bの向きの情報についても回転磁界付加中は回転磁界の向きより知ることができる。このため、方向/位置検出装置43の動作は例えば回転磁界付加中はOFF、それ以外はONするなど間断動作でも良い。また、磁極センサについても必要な時のみ動作させても良い。

なお、上述の説明では医療装置本体としてのカプセル本体3或いは3Bでは撮像素子14を内蔵したカプセル型内視鏡の場合で説明したが、カプセル型医療装置本体としては、図18に示すように治療又は処置が可能なように薬剤散布用に構成しても良い。即ち、このカプセル型医療装置60は、外周面に螺旋状突起12を設けたカプセル本体63には、薬剤収納部61を設け、この薬剤収納部61に収納した薬剤を散布可能なように先端側に

設けた薬剤散布用開口部 6 1 a を設けて構成されている。なお、図 1 8 では、例えば小腸 5 5 内でのカプセル型医療装置 6 0 を示している。

更に、前記カプセル型医療装置 6 0 は、体液採取ができる構成にされている。

即ち、前記カプセル型医療装置 6 0 は、カプセル本体 6 3 内の体液収納部 6 2 に体液を採取可能なように体液注入用開口部 6 2 a を後端側に設けて構成されている。尚、これら開口部 6 1 a, 6 2 a の開閉は、処理装置 6 からの通信制御により行われる。このため、処理装置 6 には、制御回路 2 7 に指示操作のキーボード等の図示しない入力装置が接続されており、入力装置を操作することにより、カプセル型医療装置 6 0 に制御信号を送り、開口部 6 1 a, 6 2 a を開閉するように制御することができる。

このことにより、前記カプセル型医療装置 6 0 は、目的部位にて薬剤収納部 6 1 の薬剤を薬剤散布用開口部 6 1 a から放出して散布可能であると共に、体液収納部 6 2 に体液注入用開口部 6 2 a から体液を採取可能である。

また、薬剤収納部 6 1 は、薬剤の他に出血を止める止血剤、出血部位を外部から判別可能にするための生体に安全な磁性流体や蛍光剤などを収納して目的部位で散布するようにしても当然良い。

また、前記カプセル型医療装置 6 0 は、前記体液注入用開口部 6 2 a から取り込んだ体液に薬剤収納部 6 1 の薬剤を混ぜて薬剤散布用開口部 6 1 a から放出して散布可能に構成しても良い。尚、カプセル型医療装置 6 0 は、カプセル本体 6 3 の長手中心軸上に重心を略一致させる構成としている。

なお、上述の説明ではカプセル型医療装置（以下では単にカプセル）を回転させる回転駆動手段としては外部の磁界発生手段による磁界であると説明したが、本発明はこれに限定されるものでなく、他の回転駆動手段を採用しても良い。

例えば、カプセルを回転する手段として、カプセルに誘電体（コンデンサのように分極するもの）を設け、外部から電界を回転させるように印加することにより、カプセルを回転させるようにしても良い。

また、カプセル型でなく、シャフト付きの医療装置の場合には、シャフト内部に超音波プローブ等で採用されている密巻きのフレキシブルシャフトを回転自在に入れ、手元側のモータを回転させることにより、カプセルを回転させて推進させるようにしても良い。

その際には、磁気の相互作用により医療装置の進行方向を変更する構成にしてもかまわない。また、シャフト部に湾曲機構を設けそれにより医療装置の方向を変更するようにし

てもかまわない。ジグリングについては湾曲機構を操作するアクチュエータを設けそれにより湾曲機構を繰り返し操作してジグリング動作を行ってもかまわない。

なお、本発明における医療装置は上述したようにカプセル型のものに限定されるものでなく、体腔内に挿入される挿入部を有する医療装置に広く適用できる。

又、電池は必ずしも内蔵しなくても、体外からマイクロ波や磁力でエネルギー供給してカプセル内の回路を駆動させたり、体外からケーブルで電力を供給しても良い。

Having described the preferred embodiments of the invention referring to the accompanying drawings, it should be understood that the present invention is not limited to those precise embodiments and various changes and modifications thereof could be made by one skilled in the art without departing from the spirit or scope of the invention as defined in the appended claims.

クレーム

1. 体腔内に挿入される医療装置本体と、前記医療装置本体に設けられた推力発生機構を有する医療装置と、

前記推力発生機構の状態を記憶する記憶部、前記医療装置本体の向きを検出する方向検出部の少なくともいずれか一方で構成される情報提供部と、

前記推力発生機構の推力発生方向を指示する入力部と、

前記情報提供部の情報を基に前記推力発生機構の推力発生状態を変化させる制御部と、を有することを特徴とする医療装置誘導システム。

2. クレーム1の医療装置誘導システムであって、前記制御部は、前記推力発生機構の前記推力発生状態を連続的に変化させる。

3. クレーム1の医療装置誘導システムであって、前記入力部は、前記推力発生機構の前記推力発生方向の変化量を入力する入力部である。

4. クレーム1の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体は、略円筒外形形状であり、

前記推力発生機構は、前記医療装置本体の側面に設けられた螺旋状構造部と、前記螺旋状構造部を前記医療装置本体の略円筒軸周りに回転させる回転駆動部とからなり、前記回転駆動部は、前記医療装置本体に設けられ、前記医療装置本体の略円筒軸に対し略直交する方向に磁極方向を向けて配置された磁石と、任意の方向に磁界を発生する磁界発生装置とで構成され、

前記情報提供部は、前記推力発生機構の状態を記載する前記記憶部と、前記医療装置本体の向きを検出する前記方向検出部と、前記磁石の磁極の向きを検出する磁極検出手段との少なくともいずれか一つで構成され、

前記制御部は、前記磁界発生装置から回転磁界を発生させると共に、前記情報提供部と前記入力部との情報を基に前記磁界発生装置の磁界発生状態を制御する。

5. クレーム1の医療装置誘導システムであって、前記入力部は、前記推力発生機構の前記推力発生量を入力する入力部である。

6. クレーム1の医療装置誘導システムであって、前記入力部は、操作を中止した際に操作量が0に自動復帰する自動復帰機構を有する。

7. クレーム1の医療装置誘導システムであって、前記記憶部は、現在の推力発生機構の

状態もしくは医療装置本体の進行方向の少なくともいずれか一方を書き込む書込み装置を有することを特徴とする請求項 1 の医療装置誘導システム。

8. クレーム 1 の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体は、投薬システムもしくは体液採取システム等の診断／治療装置を有する。

9. クレーム 1 の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体は、カプセル型医療装置である。

10. クレーム 1 の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体は、略円筒外形形状のカプセル型医療装置であり、

前記推力発生機構は、前記医療装置本体の側面に設けられた螺旋状構造部と、前記螺旋状構造部を前記医療装置本体の略円筒軸周りに回転させる回転駆動部とからなり、前記回転駆動部は、前記医療装置本体に設けられ、前記医療装置本体の略円筒軸に対し略直交する方向に磁極方向を向けて配置された磁石と、任意の方向に磁界を発生する磁界発生装置とで構成され、

前記情報提供部は、前記推力発生機構の状態を記憶する前記記憶部と、前記医療装置本体の向きを検出する前記方向検出部と、前記磁石の磁極の向きを検出する磁極検出手段との少なくともいずれか一つで構成され、

前記制御部は、前記磁界発生装置から回転磁界を発生させると共に、前記情報提供部と前記入力部の情報とを基に前記磁界発生装置の磁界発生状態を制御する。

11. クレーム 1 の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体は、略円筒外形形状であり、

前記推力発生機構は、前記医療装置本体の側面に設けられた螺旋状構造部と、前記螺旋状構造部を前記医療装置本体の略円筒軸周りに回転させる回転駆動部とからなる。

12. クレーム 5 の医療装置誘導システムであって、前記推力発生機構は、磁界発生装置、電界発生装置、モーターのいずれかを有し、前記推力発生量は、回転磁界の周波数、回転電界の周波数、及びモーターの回転周波数のいずれかで制御される。

13. クレーム 3 の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体に設けられた撮像装置と、前記撮像装置で撮像された画像を表示する表示装置と、前記表示装置に表示された画像の上下左右に対し、前記入力部の操作方向を割り当てるインターフェースとを有し、

前記回転磁界により前記医療装置本体が回転された際に生じる画像の回転をキャンセルする画像回転補正手段を有し、前記画像回転補正手段で処理された画像を前記表示手段に

表示する。

14. クレーム3の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体に設けられた撮像装置と、前記撮像装置で撮像された画像を表示する表示装置と、前記表示装置に表示された画像の上下左右に対し、前記入力部の操作方向を割り当てるインターフェースを有する。

15. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記入力部は、前記磁界発生装置で発生される回転磁界の回転周波数を入力する入力部である。

16. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記入力部は、前記磁界発生装置で発生される回転磁界の向きを入力する入力部である。

17. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記入力部は、前記磁界発生装置で発生される回転磁界の向きの変化量を入力する入力部である。

18. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体に設けられた撮像装置と、前記撮像装置で撮像された画像を表示する表示装置と、前記表示装置に表示された画像の上下左右に対し、前記入力部の操作方向を割り当てるインターフェースを有する。

19. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体に設けられた撮像装置と、前記撮像装置で撮像された画像を表示する表示装置と、前記表示装置に表示された画像の上下左右に対し、前記入力部の操作方向を割り当てるインターフェースとを有し、
前記回転磁界により前記医療装置本体が回転された際に生じる画像の回転をキャンセルする画像回転補正手段を有し、前記画像回転補正手段で処理された画像を前記表示装置に表示する。

20. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体の前記回転周波数を変更した際、前記制御部は、前記回転磁界の回転周波数を連続的に変化させる。

21. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記磁界発生装置から発生させる磁場強度を変更した際、前記制御部は、前記磁場強度を連続的に変化させる制御を行う。

22. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記磁石は、前記カプセル型医療装置の略重心位置に配置されている。

23. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記磁石は、前記カプセル型医療装置の端部近傍に配置されている。

24. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記情報提供部は、前記記憶部と、前記方向検出部と、前記磁極検出手段とにおける少なくとも2つ以上で構成され、前記制御部は、制御の履歴により参照する前記情報提供部を変更する。

25. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記入力部は、操作を中止した際に操作量が0に自動復帰する自動復帰機構を有する。

26. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記記憶部は、現在の推力発生機構の状態と、前記医療装置本体の進行方向との少なくとも一方を書き込む書込み装置を有する。

27. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記制御部は、前記推力発生機構の前記推力発生機構を連続的に変化させる。

28. クレーム4の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体は、投薬システムもしくは体液採取システム等の診断／治療装置を有する。

29. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記入力部は、前記磁界発生装置で発生される回転磁界の回転周波数を入力する入力部である。

30. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記入力部は、前記磁界発生装置で発生される回転磁界の向きを入力する入力部である。

31. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記入力部は、前記磁界発生装置で発生される回転磁界の向きの変化量を入力する入力部である。

32. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体に設けられた撮像装置と、前記撮像装置で撮像された画像を表示する表示装置と、前記表示装置に表示された画像の上下左右に対し、前記入力部の操作方向を割り当てるインターフェースとを有する。

33. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体に設けられた撮像装置と、前記撮像装置で撮像された画像を表示する表示装置と、前記表示装置に表示された画像の上下左右に対し、前記入力部の操作方向を割り当てるインターフェースとを有し、

前記回転磁界により前記医療装置本体が回転された際に生じる画像の回転をキャンセルする画像回転補正手段を有し、前記画像回転補正手段で処理された画像を前記表示手段に表示する。

34. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体の前記回転周波数を変更した際、前記制御部は、前記回転磁界の回転周波数を連続的に変化させる。

35. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記磁界発生装置から発生させる磁場強度を変更した際、前記制御部は、前記磁場強度を連続的に変化させる制御を行う。

36. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記磁石は、前記カプセル型医療装置の略重心位置に配置されている。

37. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記磁石は、前記カプセル型医療装置の端部近傍に配置されている。

38. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記情報提供部は、前記記憶部と、前記方向検出部と、前記磁極検出手段との少なくとも2つ以上で構成され、前記制御部は、制御の履歴により参照する前記情報提供部を変更する。

39. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記入力部は、操作を中止した際に操作量が0に自動復帰する自動復帰機構を有する。

40. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記記憶部は、現在の推力発生機構の状態と、医療装置本体の進行方向との少なくとも一方を書き込む書込み装置を有する。

41. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記制御部は、前記推力発生機構の前記推力発生状態を連続的に変化させる。

42. クレーム10の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体は、投薬システムもしくは体液採取システム等の診断／治療装置を有することを特徴とする。

43. クレーム11の医療装置誘導システムであって、前記推力発生機構は、モーターである。

44. クレーム11の医療装置誘導システムであって、体外に配置された動力供給部と、前記動力供給部と前記推力発生機構とを接続する動力伝達部とを有する。

45. クレーム11の医療装置誘導システムであって、前記入力部は、前記磁界発生装置から発生される回転磁界の回転周波数を入力する入力部である。

46. クレーム11の医療装置誘導システムであって、前記記憶部は、現在の推力発生機構の状態と医療装置本体の進行方向との少なくとも一方を書き込む書込み装置を有する。

47. クレーム11の医療装置誘導システムであって、前記制御部は、前記推力発生機構の前記推力発生状態を連続的に変化させる。

48. クレーム11の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体は、投薬システムもしくは体液採取システム等の診断／治療装置を有する。

49. クレーム11の医療装置誘導システムであって、前記医療装置本体に設けられた撮像装置と、前記撮像装置で撮像された画像を表示する表示装置と、前記表示装置に表示された画像の上下左右に対し、前記入力部の操作方向を割り当てるインターフェースとを有

する。

50. クレーム11の医療装置誘導システムであって、前記情報提供部は、前記記憶部と、前記方向検出部と、磁極検出手段との少なくとも2つ以上で構成され、前記制御部は、制御の履歴により参照する前記情報提供部を変更する。

51. クレーム11の医療装置誘導システムであって、前記入力部は、操作を中止した際に操作量が0に自動復帰する自動復帰機構を有する。

52. 推力発生方向の指示信号を読み出すステップと、
任意時間後までの推力発生機構の制御信号を求めるステップと、
前記任意時間後の推力発生機構の状態を記憶部に書き込むステップと、
前記制御信号を推力発生機構に伝送し推力発生機構を駆動するステップと、
よりなることを特徴とする医療装置誘導システムの制御方法。

53. クレーム52の医療装置誘導システムの制御方法であって、推力発生機構の状態を記憶部から読み出すステップと、
推力発生方向の指示信号を読み出すステップと、
任意時間後までの推力発生機構の制御信号を求めるステップと、
前記任意時間後の推力発生機構の状態を記憶部に書き込むステップと、
前記制御信号を推力発生機構に伝送し、推力発生機構を駆動するステップと、
よりなる。

54. クレーム53の医療装置誘導システムの制御方法であって、前記制御信号を推力発生機構に伝送し、推力発生機構を駆動している時刻に
前記推力発生機構の状態を記憶部から読み出すステップを再開する。

55. クレーム52の医療装置誘導システムの制御方法であって、医療装置本体の向きを検出するステップと、
推力発生方向の指示信号を読み出すステップと、
任意時間後までの推力発生機構の制御信号を求めるステップと、
前記制御信号を推力発生機構に伝送し、推力発生機構を駆動するステップと、
よりなる。

56. クレーム55の医療装置誘導システムの制御方法であって、前記制御信号を推力発生機構に伝送し推力発生機構を駆動している時刻に
前記医療装置本体の向きを検出するステップを再開する。

５７．クレーム５２の医療装置誘導システムの制御方法であって、医療装置本体の向きを検出するステップと、
入力部からの入力信号を読み出すステップと、
医療装置本体の向きと、入力部からの入力信号とより、磁界発生装置から発生させる任意時間後までの磁界発生信号を求めるステップと、
前記磁界発生信号を磁界発生装置に伝送し、推力発生装置を駆動するステップと、
よりなる。

５８．クレーム５７の医療装置誘導システムの制御方法であって、前記磁界発生信号を磁界発生装置に伝送し、磁界発生装置を駆動するステップの最中に、
医療装置本体の向きを検出するステップを再開する。

５９．クレーム５２の医療装置誘導システムの制御方法であって、医療装置本体の向きを検出するステップと、
前記医療装置本体に設けられた磁石の磁極の向きを検出するステップと、
入力部からの入力信号を読み出すステップと、
医療装置本体の向きと、医療装置本体に設けられた磁石の磁極の向きと、入力部からの入力信号とより、磁界発生装置から発生させる任意時間後までの磁界発生信号を求めるステップと、
前記磁界発生信号を磁界発生装置に伝送し、磁界発生装置を駆動するステップと、
よりなる。

６０．クレーム５９の医療装置誘導システムの制御方法であって、前記磁界発生信号を磁界発生装置に伝送し、磁界発生装置を駆動するステップの最中に、
医療装置本体の向きを検出するステップを再開する。

６１．クレーム５２の医療装置誘導システムの制御方法であって、磁界発生装置の状態を記憶部から読み出すステップと、
医療装置本体の向きを検出するステップと、
前記医療装置本体に設けられた磁石の磁極の向きを検出するステップと、
入力部からの入力信号を読み出すステップと、
医療装置本体の向きと、医療装置本体に設けられた磁石の磁極の向きと、入力部からの入力信号とより、磁界発生装置から発生させる任意時間後までの磁界発生信号を求めるステップと、

前記任意の時間後の磁界発生装置の状態を記憶部に記憶するステップと、
前記磁界発生信号を磁界発生装置に伝送し磁界発生装置を駆動するステップと、
よりなる。

62. クレーム61の医療装置誘導システムの制御方法であって、前記磁界発生信号を磁界発生装置に伝送し磁界発生装置を駆動するステップの最中に、
医療装置本体の向きを検出するステップを再開する。

要約

体腔内に挿入されるカプセル本体等の医療装置本体には、螺旋状突起等による推力発生機構が設けてあり、この推力発生機構の状態を記憶する記憶部と、医療装置本体の向きを検出する方向検出部との少なくとも一方により情報提供部が形成される。推力発生機構の推力発生方向を入力部により指示することにより、制御部は、情報提供部の情報を基に、推力発生機構の推力発生状態を連続的等で変化させる。